

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

03.07.03

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2002年 7月 4日

REC'D 22 AUG 2003

出 願 番 号
Application Number: 特願2002-196272

WIPO PCT

[ST. 10/C]: [JP2002-196272]

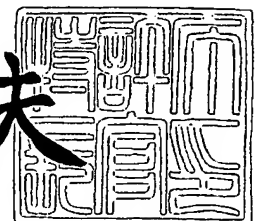
出 願 人
Applicant(s): 株式会社日立メディコ

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2003年 8月 7日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫



Best Available Copy

【書類名】 特許願

【整理番号】 H02008

【提出日】 平成14年 7月 4日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/055

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ内

【氏名】 宮脇 昇一

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ内

【氏名】 竹内 博幸

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ内

【氏名】 熊井 秀樹

【特許出願人】

【識別番号】 000153498

【氏名又は名称】 株式会社 日立メディコ

【代理人】

【識別番号】 100099852

【弁理士】

【氏名又は名称】 多田 公子

【選任した代理人】

【識別番号】 100099760

【弁理士】

【氏名又は名称】 宮川 佳三

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 035725

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体が置かれる空間に静磁場および傾斜磁場をそれぞれ発生する磁場発生手段と、前記被検体の組織を構成する原子の原子核スピンを励起する高周波磁場を発生する送信系と、前記高周波磁場によって被検体から発生するエコー信号を検出する受信系と、検出したエコー信号を用いて前記被検体の画像を再構成する信号処理系と、前記磁場発生手段、送信系、受信系および信号処理系を所定のパルスシーケンスに従い制御する制御手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御手段は、前記パルスシーケンスとして、高周波励起パルスの印加と位相エンコード傾斜磁場及び読み出し傾斜磁場の印加によりエコー信号を発生させた後、テスト傾斜磁場を印加する過程を所定の繰り返し時間で繰り返すシーケンス群を含む較正パルスシーケンスを備え、前記テスト傾斜磁場の極性の異なる 2 種の較正パルスシーケンスを複数の位相エンコード値でそれぞれ実行し、

前記信号処理系は、前記 2 種の較正パルスシーケンスの実行によって、それぞれ得たエコー信号のセットから、位相差画像を形成するとともに、前記位相差画像をもとに前記テスト傾斜磁場によって誘起された渦電流の大きさ及び時定数を算出することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】 前記較正パルスシーケンスは、高周波励起パルスの印加と位相エンコード傾斜磁場及び読み出し傾斜磁場の印加によりエコー信号を発生させた後、テスト傾斜磁場を印加する過程を所定の繰り返し時間で繰り返す第 1 のシーケンス群と、高周波励起パルスの印加と位相エンコード傾斜磁場及び読み出し傾斜磁場の印加によりエコー信号を発生させて計測する過程を同一位相エンコード量の印加の下に所定の繰り返し時間で複数回繰り返す第 2 のシーケンス群とから成り、

前記信号処理系は、前記第 1 のシーケンス群と第 2 のシーケンス群を位相エンコード量を変えながら複数回実行し、前記第 2 のシーケンス群で得たデータから、位相差画像を形成するとともに、前記位相差画像をもとに前記テスト傾斜磁場

の立ち下りによって誘起された渦電流の大きさ及び時定数を算出することを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記制御手段は、テスト傾斜磁場を含むシーケンス群において、エコー信号の計測を行い、

前記信号処理系は、テスト傾斜磁場を含むシーケンス群で得たデータから、位相差画像を形成するとともに、前記位相差画像をもとに前記テスト傾斜磁場の立ち上がりによって誘起された渦電流の大きさ及び時定数を算出することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、前記制御手段は、繰り返し時間を制御して、渦電流に起因する磁場変化を所望の時間分解能で計測することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

(1) 高周波励起パルスの印加と位相エンコード傾斜磁場及び読み出し傾斜磁場の印加によりエコー信号を発生させる過程を同一位相エンコード量の印加の下に所定の繰り返し時間で繰り返し、

(2) 複数の繰り返しの少なくとも一部の繰り返しでは、前記過程内でエコー信号発生後に、テスト傾斜磁場を印加し、

(3) テスト傾斜磁場を印加した過程及び／又はテスト傾斜磁場を印加しなかった過程において、エコー信号を収集し、

(4) 前記 (1) ～ (3) のステップを、異なる位相エンコード量で実行し、データセットを収集し、

(5) 前記 (1) ～ (4) のステップを、テスト傾斜磁場の極性を異ならせて実行し、データセットを収集し、

(6) 前記 (4) 及び (5) のステップで収集したデータセットを用いて、それぞれ位相画像を作成し、

(7) 前記位相画像の差分を取り、一つの位相差画像を作成し、

(8) 前記位相差画像に基き、傾斜磁場に起因する磁場変化を補償する補償値

を算出することを特徴とする磁場を補償する方法。

【請求項6】 前記(8)のステップは、2点の磁場変化から、一次勾配成分及び分極成分を算出するステップ、前記一次勾配成分及び分極成分について非線形フィッティングを行い、任意数の時定数成分 τ と時定数毎の振幅Aに分解するステップを含む請求項5記載の磁場を補償する方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】

この発明は核磁気共鳴現象を利用して被検体の任意の位置の断層像を得るための磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI装置という）に関し、特に渦電流による傾斜磁場波形の歪みに起因する画像の歪み、信号強度の低下、ゴースト等の画質の劣化を防止する技術に関する。

【0002】

【従来の技術】

MRI装置は、均一な静磁場中に置かれた被検体に高周波磁場を印加することによって、被検体の任意の領域に存在する原子核（通常プロトン）に核磁気共鳴現象を生じさせ、それによって発生する核磁気共鳴信号（エコー信号）からその領域の断層像を得るものである。この際、特定の領域を選択するために、高周波磁場とともに傾斜磁場を印加する。正確な位置情報を得るために、傾斜磁場の印加時間及び強度を正確かつ任意に制御する必要がある。

【0003】

しかし現実には傾斜磁場の発生により、傾斜磁場コイル周辺の様々な構造体に減衰性電流が誘起される。このような減衰性電流は渦電流と呼ばれ、空間的かつ時間的に変化する磁場を発生し、被検体内の核スピンの感じる傾斜磁場を理想状態から逸脱させてしまう。これにより画像の歪み、信号強度の低下、ゴーストの発生などの画質の低下を招く。

【0004】

このような渦電流に起因する画質の低下を防ぐために、渦電流によって誘起される空間的かつ時間的に変化する磁場を測定し、補正する方法が開発されている

。例えば、特開平10-272120号には、ファントム及び較正パルスシーケンスを用いて較正走査を実行し、渦電流に関連する磁場変動を測定し、これにより傾斜磁場やシムコイルに補償電流を印加し、渦電流の影響を排除する方法が記載されている。

【0005】

この方法では、テスト傾斜磁場を印加した後、高周波 (RF) パルスでファントム内の核スピンを励起し、位相エンコードされた自由誘導減衰信号 (FID信号) を所定時間サンプリングする。位相エンコードを異ならせてFID信号の計測を繰り返し、2次元或いは3次元のデータセットを得る。このFID信号は、テスト傾斜磁場により発生した渦電流のほかに、静磁場の不均一や位相エンコード傾斜磁場による渦電流の影響を含んでいる。そこで、テスト傾斜磁場の極性を変えて、同様の計測を行い、データセットを得、二つの計測で得たデータセットの差分を取ることににより、静磁場の不均一や位相エンコード傾斜磁場による渦電流の影響を排除し、テスト傾斜磁場により発生した渦電流の影響を含む位相差画像を得る。この位相差画像をもとに、空間的に分解された渦電流の大きさ及び時定数を算出し、傾斜磁場コイル及びシムコイルに印加する補償電流を算出する。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、超電導磁石を用いたMRI装置においては、一般的に2秒程度の、非常に長い時定数をもって減衰する渦電流成分まで考慮する必要がある。上述した方法によって、このような渦電流の長い時定数成分を測定するためには、RF励起を多数回繰り返して連続的にFID信号を取得し、それらを後処理において連結することにより長い時間を網羅するFID信号を形成するか、或いは長いT2値を持つファントムを用いて計測する必要があり、較正走査が煩雑で時間を要するものになる。

【0007】

また上記従来の方法では、位相画像を取得する他の空間エンコードを行なう際に、全方向 (三軸方向) において位相エンコード勾配を用いるので較正時間が非常に長くなる。さらに、傾斜磁場の印加による渦電流は、傾斜磁場が立ち上がる

ときと立ち下がる時に生じ、また傾斜磁場コイル周辺の構造体の振動などにより、誘起される渦電流に差異が生じる場合がある。しかし、上記従来の方法では、テスト傾斜磁場を印加した後に FID 信号を計測するので、テスト傾斜磁場が立ち下がる時に誘起される渦電流だけしか計測できない。

【0008】

そこで本発明は、長い時定数をもって減衰する渦電流成分についても比較的短い時間で計測することができる MRI 装置を提供することを目的とする。また本発明は、傾斜磁場の立ち上がり及び／又は立下りで誘起される渦電流を計測し、補償することができる MRI 装置を提供することを目的とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明はグラディエントエコー法を基本とするパルスシーケンスを繰り返すとともに、各パルスシーケンスにおいてテスト傾斜磁場を印加し、このテスト傾斜磁場印加前に各パルスシーケンス内で計測したエコー信号或いはテスト傾斜磁場を印加したパルスシーケンスに続いて実行されるテスト傾斜磁場を印加しないパルスシーケンス内で計測したエコー信号を用いて、テスト傾斜磁場の立ち上がり或いは立下り時に誘起される渦電流に起因する空間的且つ時間的磁場変化を計測する。この際、前記渦電流に起因する磁場変化以外の影響を排除するために、極性の異なるテスト傾斜磁場を用いた2種類の計測を行い、これらの結果であるセットデータを差分し、位相差画像データを得る。この位相差画像データを用いて、前記渦電流による磁場変化を補償する電流の大きさ及び時定数を算出する。

【0010】

具体的には、本発明の MRI 装置は、被検体が置かれる空間に静磁場および傾斜磁場をそれぞれ発生する磁場発生手段と、前記被検体の組織を構成する原子の原子核スピンを励起する高周波磁場を発生する送信系と、前記高周波磁場によって被検体から発生するエコー信号を検出する受信系と、検出したエコー信号を用いて前記被検体の画像を再構成する信号処理系と、前記磁場発生手段、送信系、受信系および信号処理系を所定のパルスシーケンスに従い制御する制御手段とを

備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御手段は、前記パルスシーケンスとして、高周波励起パルスの印加と位相エンコード傾斜磁場及び読み出し傾斜磁場の印加によりエコー信号を発生させた後、テスト傾斜磁場を印加する過程を所定の繰り返し時間で繰り返すシーケンス群を有する較正パルスシーケンスを備え、前記テスト傾斜磁場の極性の異なる2種の較正パルスシーケンスを複数の位相エンコード値でそれぞれ実行し、

前記信号処理系は、前記2種の較正パルスシーケンスの実行によって、それぞれ得たエコー信号のセットから、位相差画像を形成するとともに、前記位相差画像をもとに前記テスト傾斜磁場によって誘起された渦電流の大きさ及び時定数を算出する。

【0011】

ここで傾斜磁場の立ち下り時に誘起される渦電流を計測する場合には、制御手段は、前記較正パルスシーケンスとして、高周波励起パルスの印加と位相エンコード傾斜磁場及び読み出し傾斜磁場の印加によりエコー信号を発生させた後、テスト傾斜磁場を印加する過程を所定の繰り返し時間で複数回繰り返す第1のシーケンス群と、高周波励起パルスの印加と位相エンコード傾斜磁場及び読み出し傾斜磁場の印加によりエコー信号を発生させて計測する過程を同一位相エンコード量の印加の下に所定の繰り返し時間で複数回繰り返す第2のシーケンス群とから成るパルスシーケンスを備え、信号処理系は、2種の較正パルスシーケンスの、それぞれ第2のシーケンス群で得たデータから、位相差画像を形成するとともに、前記位相差画像をもとに前記テスト傾斜磁場の立ち下りによって誘起された渦電流の大きさ及び時定数を算出する。

【0012】

また、傾斜磁場の立ち上がり時に誘起される渦電流を計測する場合には、テスト傾斜磁場を含むシーケンス群において、エコー信号の計測を行い、信号処理系は、テスト傾斜磁場を含むシーケンス群で得たデータから、位相差画像を形成するとともに、前記位相差画像をもとに前記テスト傾斜磁場の立ち上がりによって誘起された渦電流の大きさ及び時定数を算出する。

【0013】

制御手段において、繰り返し時間を制御することにより、渦電流に起因する磁場変化を所望の時間分解能で計測することができる。

【0014】

また本発明の磁場を補償する方法は、

(1) 高周波励起パルスの印加と位相エンコード傾斜磁場及び読み出し傾斜磁場の印加によりエコー信号を発生させる過程を同一位相エンコード量の印加の下に所定の繰り返し時間で繰り返し、

(2) 複数の繰り返しの少なくとも一部の繰り返しでは、前記過程内でエコー信号発生後に、テスト傾斜磁場を印加し、

(3) テスト傾斜磁場を印加した過程及び／又はテスト傾斜磁場を印加しなかった過程において、エコー信号を収集し、

(4) 前記(1)～(3)のステップを、異なる位相エンコード量で実行し、データセットを収集し、

(5) 前記(1)～(4)のステップを、テスト傾斜磁場の極性を異ならせて実行し、データセットを収集し、

(6) 前記(4)及び(5)のステップで収集したデータセットを用いて、それぞれ位相画像を作成し、

(7) 前記位相画像の差分を取り、一つの位相差画像を作成し、

(8) 前記位相差画像に基き、傾斜磁場に起因する磁場変化を補償する補償値を算出する。

【0015】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を説明する。

【0016】

図1は、本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示すブロック図である。このMRI装置は、主たる構成として、被検体9が置かれる空間に均一な静磁場を発生させる静磁場発生回路1と、静磁場に磁場勾配を与える傾斜磁場発生系2と、被検体9の組織を構成する原子の原子核(通常、プロトン)に核磁気共鳴現象を起こさせる高周波磁場を発生する送信系3と、核磁気共鳴現象によって被検

体 9 から発生するエコー信号を受信する受信系 4 と、受信系 4 が受信したエコー信号を処理し、前述した原子核の空間密度やスペクトルを表す画像を作成する信号処理系 5 と、信号処理系 5 における各種演算や装置全体の制御を行なうための中央処理装置 (CPU) 7 とを備えている。

【0017】

静磁場発生回路 1 は、永久磁石、常電導方式又は超電導方式の磁石からなり、被検体 9 の周りにその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させる。傾斜磁場発生系 2 は、 x 、 y 、 z の三軸方向に傾斜磁場を発生するように巻かれた傾斜磁場コイル 10 と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源 11 とからなり、後述のシーケンサ 6 からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源 11 を駆動することにより、 x 、 y 、 z の三軸方向の傾斜磁場 G_x 、 G_y 、 G_z を被検体 9 に印加する。この傾斜磁場の加え方により、被検体 9 の撮像対象領域 (スライス、スラブ) を設定することができるとともに、エコー信号に、位相エンコード、周波数エンコードなどの位置情報を付与することができる。

【0018】

さらに図示していないが、静磁場発生回路 1 及び傾斜磁場発生系 2 には、静磁場の不均一や、傾斜磁場に起因する渦電流により誘起される磁場を補償するためのシムコイル ($x-y$ コイル、 z^2 コイルなど) が配置されている。傾斜磁場コイル 10 は、一次項の補正を行なうシムコイルとしても機能する。

【0019】

送信系 3 は、シーケンサ 6 から送り出される高周波パルスにより被検体 9 の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴現象を起こさせるために高周波磁場 (RF パルス) を照射するもので、高周波発振器 12 と、変調器 13 と、高周波増幅器 14 と、送信側の高周波コイル 15 とからなる。送信系 3 では、高周波発振器 12 から出力された高周波パルスを変調器 13 で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器 14 で増幅した後に被検体 9 に近接して配置された高周波コイル 15 に供給することにより、高周波磁場 (電磁波: RF パルス) を被検体 9 に照射する。

【0020】

受信系4は、被検体9から核磁気共鳴により放出されるエコー信号（NMR信号）を検出するもので、受信側の高周波コイル16と、増幅器17と、直交位相検波器18と、A/D変換器19とからなる。受信系4では、高周波コイル16で検出したエコー信号を増幅器17及び直交位相検波器18を介してA/D変換器19に入力してデジタル信号に変換し、二系列の収集データとして信号処理系5に送る。

【0021】

信号処理系5は、CPU7と、ROM20、RAM21、光磁気ディスク22及び磁気ディスク24等の記録装置と、CRT等のディスプレイ23とからなり、CPU7でフーリエ変換、補正係数計算、像再構成等の処理を行い、得られた画像をディスプレイ23に表示する。ROM20は、経時的な画像解析処理及び計測を行なうプログラムやその実行において用いられるパラメータなどを記憶する。RAM21は、前計測で得た計測パラメータや受信系4で検出したエコー信号及び関心領域設定に用いる画像等を一時保管するとともにその関心領域を設定するためのパラメータなどを記憶する。光磁気ディスク22及び磁気ディスク24は、CPU7で再構成された画像を記憶するデータ格納部となる。操作部8は、操作者が撮影のためのパルスシーケンスの選択指令やパラメータを入力するとともに、信号処理系5で行なう処理の制御情報を入力するもので、トラックボール25及びキーボード26等から成る。

【0022】

CPU7は、上記演算の他に、被検体9の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、シーケンサ6を介して、傾斜磁場発生系2、送信系3および受信系4に送る。シーケンサ6は、撮像法によって決まる所定の制御のタイムチャートであるパルスシーケンスに則って、傾斜磁場発生系2、送信系3および受信系4を制御し、画像再構成に必要なデータを収集するようにする。

【0023】

本発明のMRI装置では、パルスシーケンスとして、通常の撮像シーケンスのほかに傾斜磁場に起因する渦電流を計測するための較正パルスシーケンスが含まれている。これらパルスシーケンスは、プログラムとしてROM20内に組み込ま

れている。

【0024】

次にこのような構成のMRI装置が実行する渦電流の計測と補正について説明する。図2は、その手順を示すフロー図、図3は較正パルスシーケンスの一例を示す図である。

【0025】

まず較正パルスシーケンスを実行することにより、渦電流の計測を行なう（ステップ201～207。この計測はファントムを用いて行なわれる。ファントムは、磁化率の影響を最小限にするため球状のものが好ましい。

【0026】

較正パルスシーケンスは、図3に示すように、グラディエントエコー法による短TRシーケンスを基本とし、テスト傾斜磁場を印加するパルスシーケンスの繰り返し（グループ1という）とテスト傾斜磁場を印加せずにエコー信号の計測を行なうパルスシーケンスの繰り返し（グループ2という）からなる。

【0027】

グループ1では、まずRF励起パルス101とスライス選択傾斜磁場102を用いてファントムの任意断面を励起し、位相エンコード傾斜磁場103を印加して励起された核スピンを位相方向にエンコードした後、読み出し方向傾斜磁場104の印加によってエコー106を発生させた後（但し、エコー信号はサンプリングしない）、所定の強度、印加時間でテスト傾斜磁場105を印加する。同じシーケンスを繰り返し時間TRで複数回（n回、例えば300回）繰り返す。この繰り返しにおいて位相エンコード傾斜磁場103は同一印加量とされる。グループ1で繰り返して印加されたテスト傾斜磁場105によって核スピを感じる傾斜磁場は、その強度及び印加時間を G_{test} 、 t_G とすると、強度 $G_{eff} = G_{test} \times t_G / TR$ を有する傾斜磁場を時間 $TR \times n$ 回連続的に印加したのとほぼ同等である。このテスト傾斜磁場105の印加、すなわち G_{eff} による渦電流は、図3に示すように G_{eff} の立ち上がりから及び立ち下りから発生する。

【0028】

このグループ1のパルスシーケンス群の実行が終了した後、グループ2のパル

スシーケンス群が実行される。グループ2では、グループ1と同じように、グループ1で行なったのと同じファントムの断面に対しRF励起パルス101、スライス選択傾斜磁場102及び位相エンコード傾斜磁場103を印加した後、読み出し方向傾斜磁場104の印加によってエコー信号を発生させ、サンプリング期間107でエコー信号106を計測する。このTR' (1)に引き続いて、その後、TR' (1)と同様にテスト傾斜磁場を印加することなく、同じシーケンスをTR' (=TR) で複数回 (n回) 繰り返す。このグループ2におけるTR' の繰り返し時に位相エンコード傾斜磁場103の印加量は同一である。

【0029】

そして、グループ1及びグループ2からなる較正パルスシーケンスを、一つの位相エンコード値毎に行い、位相エンコード値を変えてm回 (mは例えば64) 繰り返すことにより最終的に時変数を含む三次元のデータセット $S(k_x, k_y, t_i)$ を得る (ステップ201)。ここで k_x 、 k_y は空間周波数であり、 t_i はグループ2でTRごとに取得したエコー信号を順次並べた際の離散的な時間点 ($i=1, 2, 3 \dots n$) を示している。即ち、このデータは、測定時間 (グループ2を実行する時間TR $\times n$) における空間的磁場変化を時間分解したものであり、繰り返し回数nと繰り返し時間TRを設定することにより、磁場変化の測定時間と時間分解能を任意に設定することが可能である。

【0030】

こうして計測した磁場変化には、グループ1で印加したテスト傾斜磁場の立ち下りによる渦電流に起因する磁場変化が含まれるが、静磁場の不均一による影響と画像化のために印加した傾斜磁場102、103、104に起因する渦電流の影響も含まれる。

【0031】

そこで、図中点線で示すように、テスト傾斜磁場105の極性を逆にして、グループ1及びグループ2からなる一連の較正パルスシーケンスを実行する (ステップ202)。以下、テスト傾斜磁場105が正である較正パルスシーケンスを、Scan(+)といい、テスト傾斜磁場105が負である較正パルスシーケンスを、Scan(-)という。次にこれらScan(+)で得たデータセット $S_+(k_x, k_y, t_i)$ と、Scan(-)で得たデー

タセット $S-(k_x, k_y, t_i)$ との差分を取るために、まずこれらデータを各時間点 t_i 毎に、2次元フーリエ変換し、時間分解された2次元複素画像データ $I_+(x, y, t_i)$ 、 $I_-(x, y, t_i)$ を得る (ステップ203、204)。これら複素画像データの実部と虚部との比のアーктanジェントから各時間点の位相画像データ $\phi_+(x, y, t_i)$ 、 $\phi_-(x, y, t_i)$ を得る (ステップ205、206)。次いでこれらの差分をとり、静磁場の不均一による影響と画像化のために印加した傾斜磁場に起因する渦電流の影響を排除したデータセット $\phi(x, y, t_i) (= [\phi_+(x, y, t_i) - \phi_-(x, y, t_i)]/2$) を得る (ステップ207)。 $\phi(x, y, t_i)$ は、位置 (x, y) 、時刻 t_i における、テスト傾斜磁場が立ち下がる際に誘起された渦電流に起因した磁場変化 $B(x, y, t_i)$ による TE 間の位相変化量を示している。即ち、 $B(x, y, t_i)$ は、 $B(x, y, t_i) = \phi(x, y, t_i)/\gamma TE$ で与えられる。これにより、TR を時間分解能とする、グループ1で印加したテスト傾斜磁場による渦電流に起因する空間的な(2次元の)磁場変化が計測される。

【0032】

次に、この計測結果(位相差画像)を用いて、傾斜磁場コイルまたはシムコイルに供給する補償電流を算出する(ステップ208~210)。そして、実際の画像計測時にステップ210において求められた補償電流を傾斜磁場コイルまたはシムコイルに流す(ステップ211)。

【0033】

磁場変化から、それを補償する磁場を発生する補償電流を求める手法としては、公知の手法を採用してもよいし、図示する簡略化した手法を採用しても良い。公知の手法として、例えば、特開平10-272120号公報にも示されている一般的な手法を簡単に説明する。まず所定の時間点 t_i において、渦電流によって誘起される磁場 $B(x, y)$ を次式で示すように球面調和関数の和として表す。

【0034】

【数1】

$$B_{ti}(x, y) = \zeta_{00, ti} + \zeta_{11, ti}x + \zeta_{12, ti}y + \zeta_{21, ti}(x^2 - y^2) + \zeta_{22, ti}xy + \dots$$

【0035】

このような球面調和関数展開を各時間点について行い、時間に依存する球面調和

関数の係数 α のセットを得る。各係数 α は、空間的に分解された渦電流の大きさ及び時定数に関係付けられることが知られており、この関係から補償電流を求める。この手法は、高次の補正が可能で補正の精度が高いが、解析に時間がかかり、高次項の補正コイルが必要である。

【0036】

簡略化した解析法を説明する。一例として、X軸にテスト傾斜磁場105を印加した場合について説明する。この方法では、X軸にテスト傾斜磁場105を印加したときに生じる渦電流のうち、X方向の1次勾配成分 $g(t_i)$ と分極成分 $B_0(t_i)$ だけを補償する。

【0037】

このため、位置 x 、時間 t_i における磁場変化 $B(x, t_i)$ を、 $B(x, t_i) = g(t_i) \cdot x + B_0(t_i)$ と仮定し、任意の2点 x_1 、 x_2 における磁場変化 $B(x_1, t_i)$ 、 $B(x_2, t_i)$ から、次式により $g(t_i)$ と $B_0(t_i)$ を算出する（ステップ208）。

【0038】

【数2】

$$g(t_i) = [B(x_1, t_i) - B(x_2, t_i)] / (x_1 - x_2)$$

$$B_0(t_i) = [B(x_1, t_i) + B(x_2, t_i)] / 2 - g(t_i) (x_1 + x_2)$$

【0039】

ここで $x_1 = -x_2$ を満たす2点を選ぶと、 $B_0(t_i)$ の計算が更に容易になる。

こうして算出した $g(t_i)$ 、 $B_0(t_i)$ に対して、公知の非線形フィッティング（例えばLevenberg-Marquardt法）を用いて、次式のように、任意数の時定数成分 τ と時定数毎の振幅 A に分解する（ステップ209）。

【0040】

【数3】

$$g(t_i) = \sum A_j \cdot \exp(-t_i / \tau_j) + g_0$$

$$B(t_i) = \sum B_m \cdot \exp(-t_i / \tau_m) + B_0$$

式中、 g_0 及び B_0 は定数項である。

【0041】

この時定数と振幅と逆極性の補償電流を X 軸方向の傾斜磁場コイル或いはシムコイルに供給し、渦電流に起因する磁場変化を補正する（ステップ210、211）。

尚、この説明では X 軸について説明したが、Y 軸、Z 軸についても同様に適用できる。この手法は、前述した球面調和関数展開を用いる手法に比べ簡便であり、しかも渦電流に起因する画質劣化を十分に改善できる。

【0042】

以上の実施形態では、渦電流に起因する 2 次元空間の磁場変化を補正する場合を説明したが、本発明は 3 次元空間の磁場変化についても同様に適用することができる。以下、3 次元の場合の実施形態を説明する。図 4 に 3 次元の場合の較正パルスシーケンスを示す。図 4 においては、 G_{eff} 及び渦電流の関係は図 3 と同じであるのでそれらは図示を省略されている。

【0043】

この実施形態においても、較正パルスシーケンスは、テスト傾斜磁場 405 を印加するグループ 1 のシーケンスと、テスト傾斜磁場を印加せずにエコー信号 406 を計測するグループ 2 のシーケンスとから成る。但し、この実施形態では、RF 励起パルスとして非選択 RF 励起パルス 401 を用い、2 軸方向のエンコード傾斜磁場 402、403 を用いる。

【0044】

グループ 1、グループ 2 をそれぞれ同一エンコード値で行い、各時間点 t_i におけるエコー信号（ n 個の信号）を得る。各軸の位相エンコード値を異ならせてパルスシーケンスを繰り返し、最終的に時変数を含む四次元のデータセット $S(k_x, k_y, k_z, t_i)$ を得る。この場合にも、テスト傾斜磁場による渦電流以外の渦電流等の影響を排除するために、二つの計測 $\text{Scan}(+)$ 、 $\text{Scan}(-)$ を行なう。

【0045】

これら二つの計測で得たデータセット $S_+(k_x, k_y, k_z, t_i)$ 、 $S_-(k_x, k_y, k_z, t_i)$ に対し、時間点毎に 3 次元フーリエ変換を行い、3 次元複素画像データを得、さらに位相画像データ $\phi_+(x, y, z, t_i)$ 、 $\phi_-(x, y, z, t_i)$ を得る。これら位相画像データの差分から位相差画像データを作成し、任意の位置 (x, y, z) 、時間 t_i における磁場 B

(x, y, z, t_i)を算出する。

【0046】

こうして算出した磁場 $B(x, y, z, t_i)$ に対し、球面調和関数展開を利用した解析或いは図3の実施形態において説明した簡略化した解析法を適用し、任意数の時定数成分と時定数毎の振幅に分解する。この時定数と振幅(電流の大きさ)の補償電流を傾斜磁場コイル或いはシムコイルに供給することにより、渦電流に起因する磁場変化を補正する。

【0047】

以上、図2～図4を参照して、傾斜磁場の立ち下がりによる渦電流の影響を補正する実施形態を説明したが、本発明のMRI装置では傾斜磁場の立ち上がりによる渦電流の影響を補正することも可能である。以下、そのような実施形態を図5を参照して説明する。

【0048】

図5は、傾斜磁場の立ち上がりによる渦電流を計測するための較正パルスシーケンスの一例を示す図である。図示するように、この較正パルスシーケンスもグループ1のパルスシーケンスとグループ2のパルスシーケンスから成り、各グループのパルスシーケンスは、RF励起パルス501、画像形成のための傾斜磁場502～504を含むことは図2及び図4の実施形態と同様である。但し、この実施形態では、グループ1でテスト傾斜磁場505(5051～505n)を印加するとともに、それに先立って読み出し傾斜磁場504の印加によって発生したエコー信号506をサンプリング507する。グループ2は、図3の実施形態と同様に、テスト傾斜磁場を印加しない。またエコー信号506もサンプリング507しない。

【0049】

このときグループ1の傾斜磁場5051～505nは、強度 $G_{eff} = G_{test} \times tG / TR$ を有する傾斜磁場を時間 $TR \times n$ 回連続的に印加したの同等であり、グループ1で計測されるエコー信号には、このようなテスト傾斜磁場505の立ち上がり時に誘起される渦電流に起因する磁場変化が含まれることになる。

【0050】

この場合にもエコー信号には、テスト傾斜磁場に起因する磁場変化以外の磁場

変化（静磁場不均一性や画像形成用傾斜磁場による磁場変化）を含んでいるので、これらを除去するために、テスト傾斜磁場の極性を異ならせて較正パルスシーケンスを実行し、それぞれで得たデータセットの差分を取る。この場合、図5の較正パルスシーケンスでは、グループ1で、位相エンコード値毎の時間分解されたデータが得られるので、これを時変数を含む三次元データとして、その後の補償電流の算出に用いる。位相差画像データから、補償電流の振幅及び時定数を求める手法は、図3の実施形態で説明した手法と全く同様である。

【0051】

このように本実施形態によれば、傾斜磁場の立ち上がりに誘起される渦電流についても適切に補正を行なうことができる。尚、傾斜磁場の立ち上がり及び立下りによる渦電流を計測する場合には、図5に示すグループ1と図3に示すグループ2とをつなぎ合わせた較正パルスシーケンスを実施すればよいことは容易に理解されるであろう。

また図5には1軸について位相エンコードする場合（2次元計測の場合）を示したが、本実施例についても、図4に示すような3次元計測を適用することが可能である。

【0052】

本発明の本質は、渦電流の立ち上がりを計測する場合には計測用パルスシーケンスに対しテスト傾斜磁場をその計測前又は計測中に印加することであり、また渦電流の立下りを計測する場合はその計測前に印加された傾斜磁場をオフすることであるので、立ち上がりの計測においては図5のグループ2のパルスシーケンス群に代えて待ち時間を置き、立下りの計測においては図3のグループ1のパルスシーケンスに代えて単にテスト傾斜磁場を印加するようにしてもよい。但し、上述した実施形態によれば短時間で核スピンを繰り返して励起するので核スピンの定常状態（SSFP）が維持され、得られる信号のS/Nが改善され、その結果、補償が正確に行なえるという効果が生ずる。

【0053】

【発明の効果】

本発明によれば、短TRのグラディエントエコーによるパルスシーケンスを基

本として、テスト傾斜磁場を印加するシーケンスのグループとテスト傾斜磁場を印加しないシーケンスのグループを設け、その少なくとも一方のグループで収集したエコー信号を用いることにより、時定数の長い渦電流を比較的短い測定時間で測定することができ、しかも傾斜磁場の立下りのみならず立ち上がり時に誘起される渦電流についても同様に計測することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明を適用したMR I 装置の全体概要を示す図

【図 2】 本発明のMR I 装置に備えられた較正パルスシーケンスの一例を示す図

【図 3】 本発明にMR I 装置における渦電流の計測および補正の手順の一例を示すフロー図

【図 4】 本発明のMR I 装置に備えられた較正パルスシーケンスの他の例を示す図

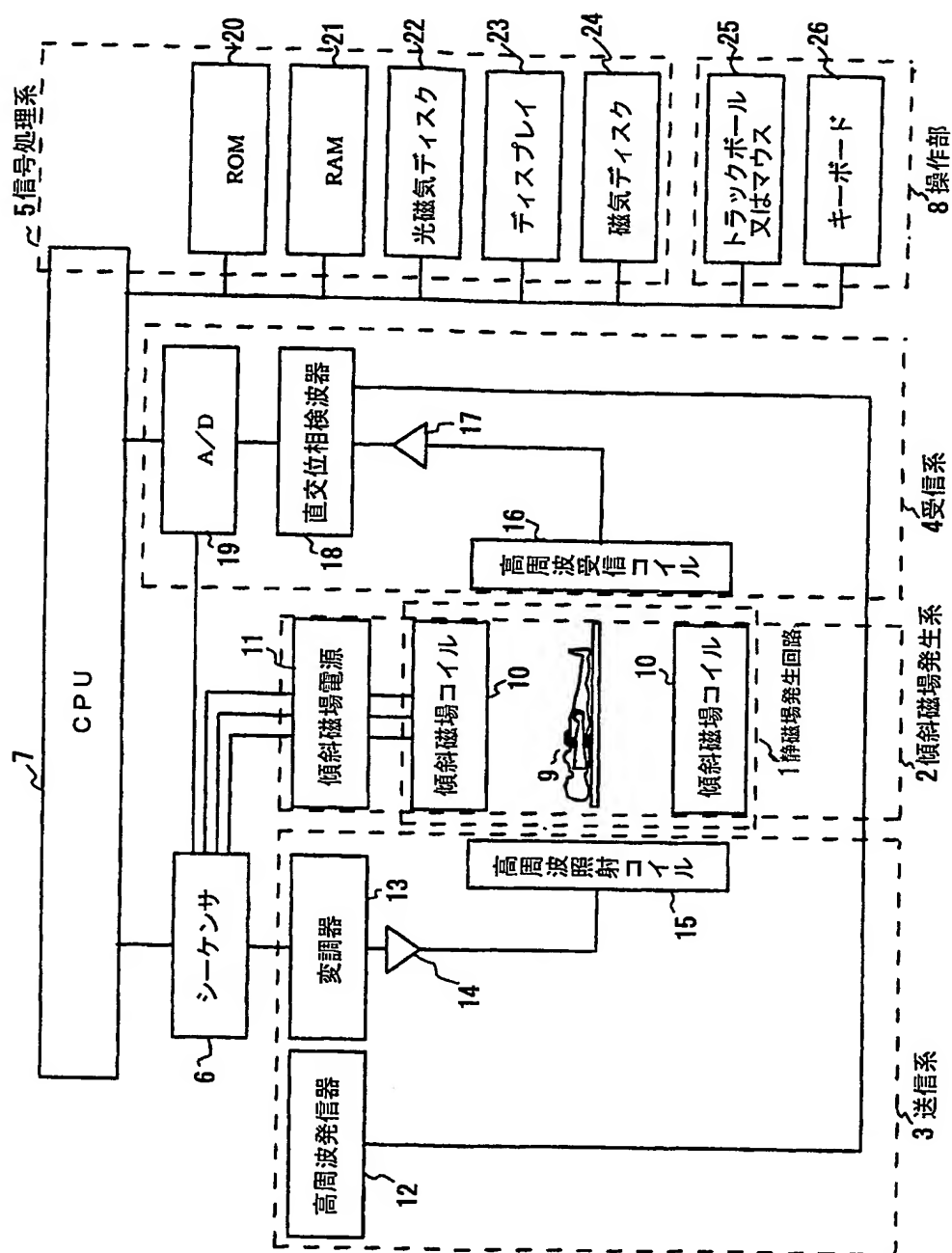
【図 5】 本発明のMR I 装置に備えられた較正パルスシーケンスの更に他の一例を示す図

【符号の説明】

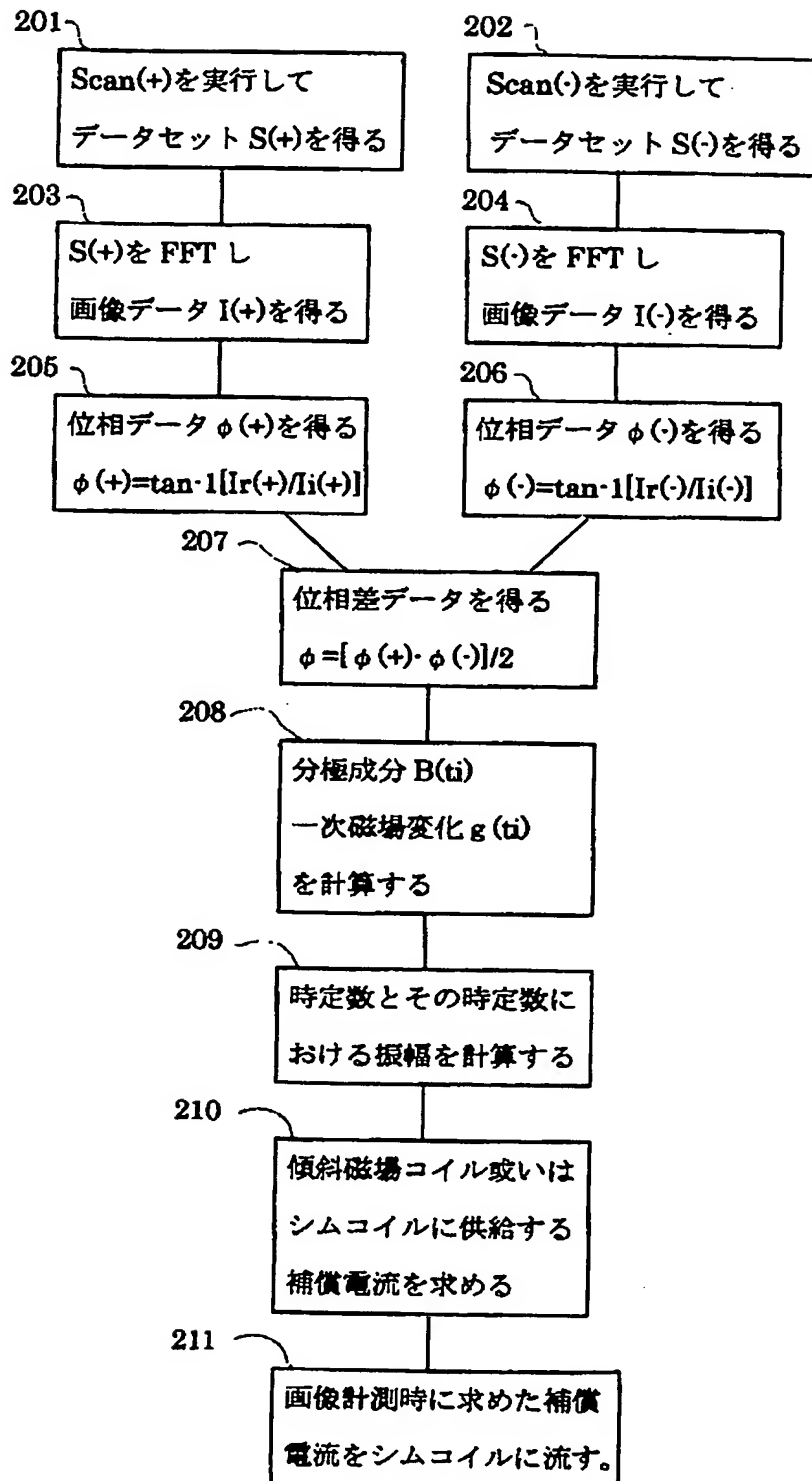
1・・・静磁場発生磁気回路、2・・・傾斜磁場発生系、3・・・送信系、4・・・受信系、5・・・信号処理系、6・・・シーケンサ、7・・・CPU(中央処理装置)、9・・・被検体

【書類名】 図面

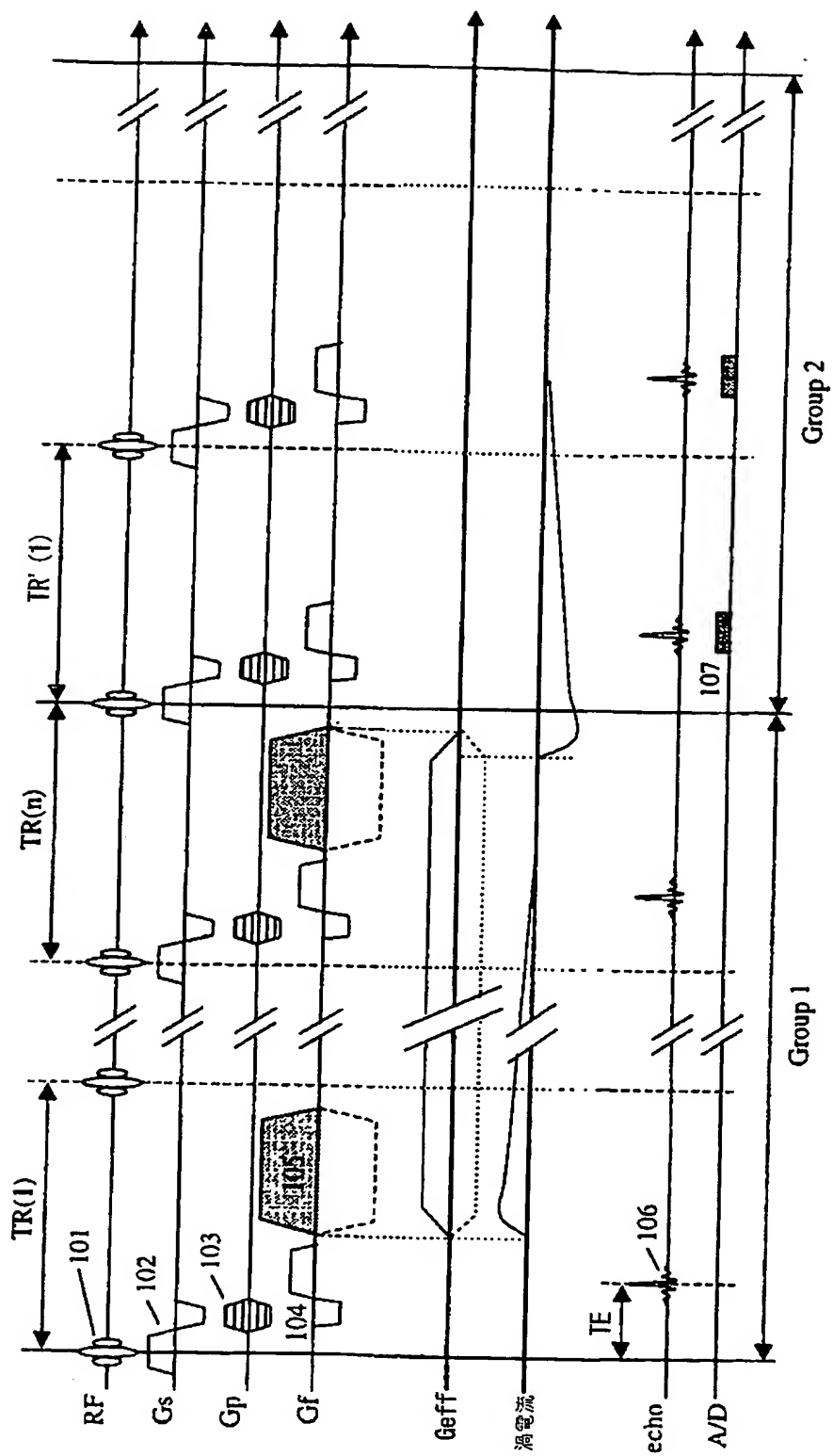
【図 1】



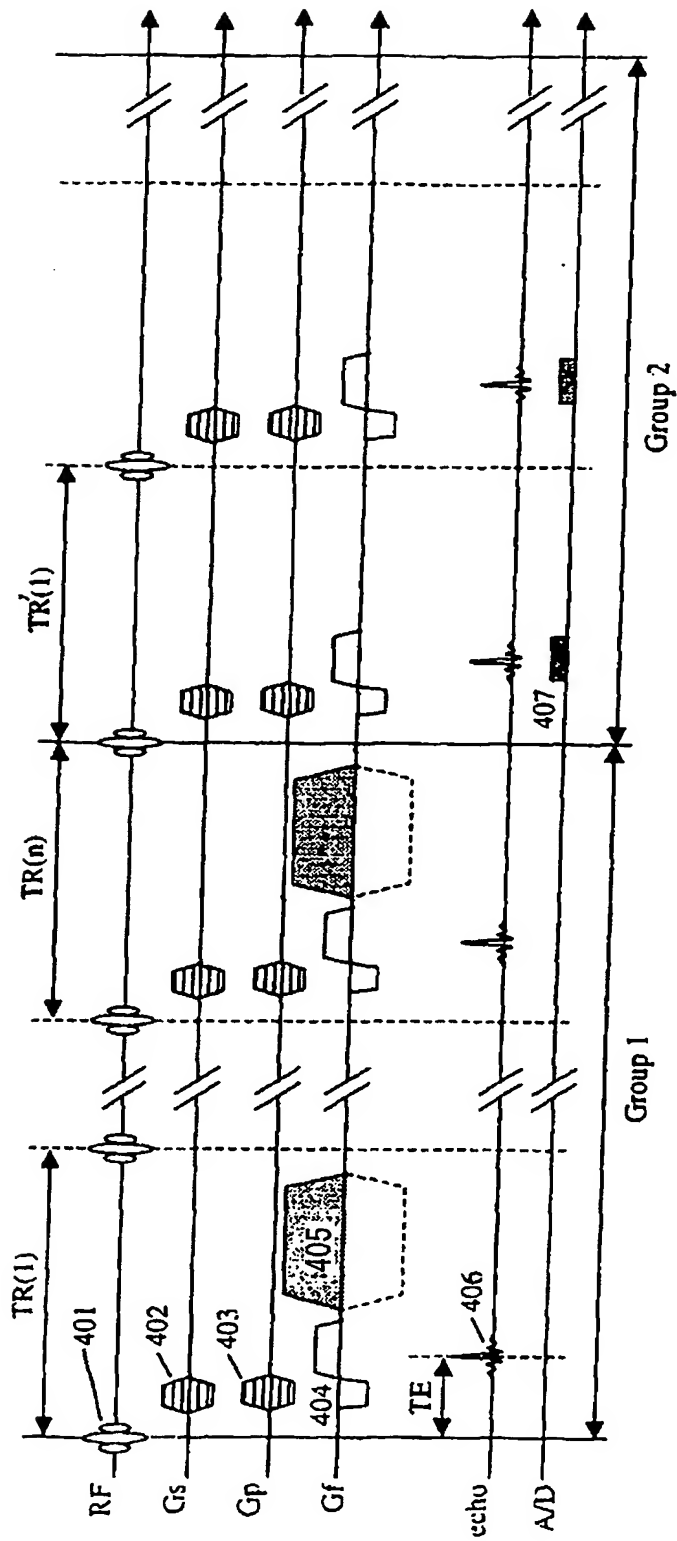
【図 2】



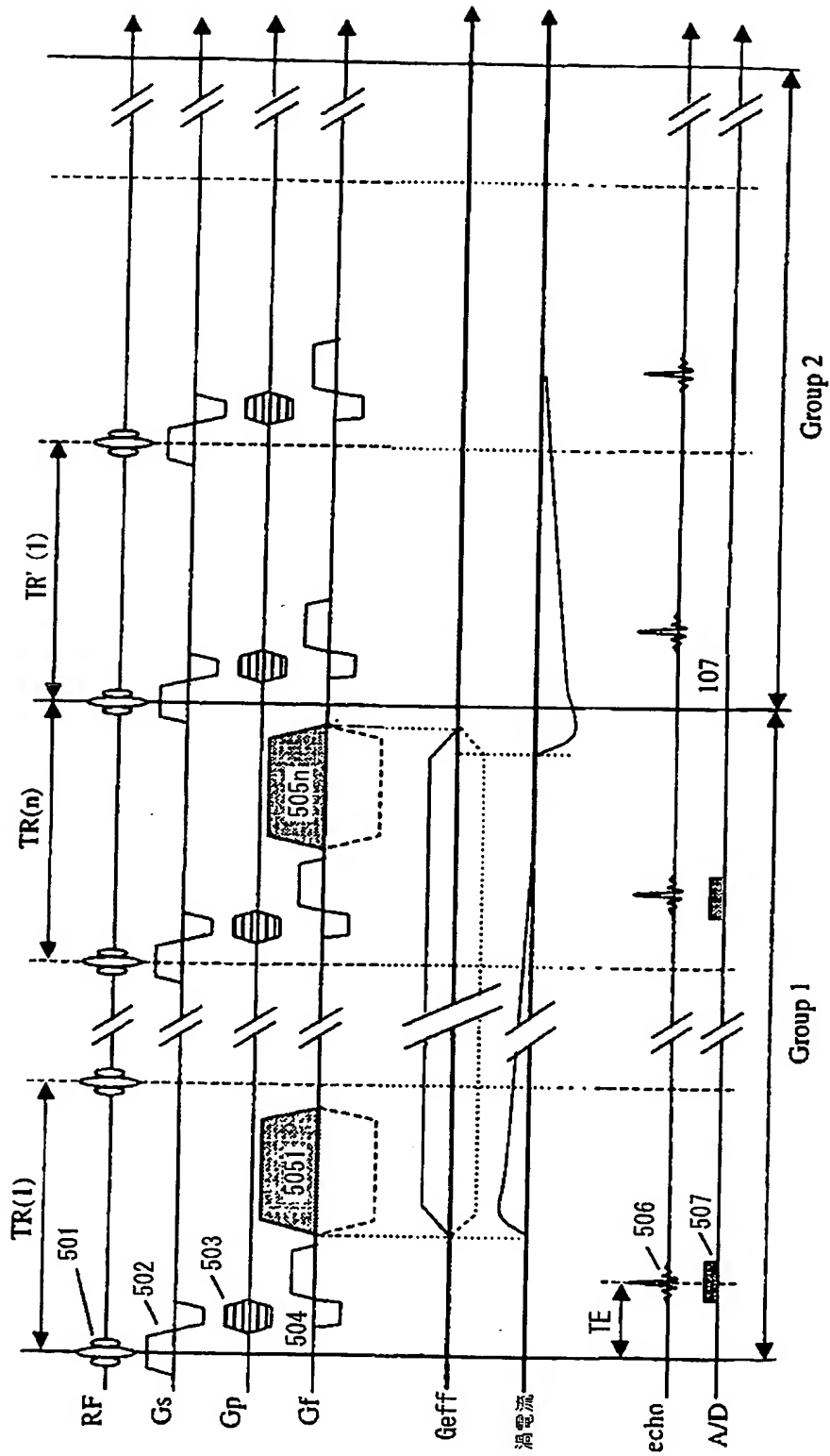
【図 3】



【図 4】



【図5】



【書類名】 要約書**【要約】**

【課題】 傾斜磁場の立ち上がり及び／又は立下り時に誘起される渦電流に起因する磁場変化を、所望の時間分解能で且つ比較的短時間で計測することができ、時定数の長い磁場変化であっても補償できる方法及びその実現のための較正パルスシーケンスを備えたMRI装置を提供する。

【解決手段】 短TRのグラディエントエコーによるパルスシーケンスを基本として、テスト傾斜磁場を印加するシーケンスのグループとテスト傾斜磁場を印加しないシーケンスのグループを設け、その少なくとも一方のグループで収集したエコー信号を用いて、時変数を含む三次元または四次元データセットを得る。テスト傾斜磁場の極性を異ならせて2種のデータセットを得、それらの位相画像の差分を得る。この位相差画像に基き傾斜磁場の立下り又は立ち上がり時に誘起される渦電流の大きさと時定数を算出する。

【選択図】

図 2

特願 2002-196272

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[000153498]

1. 変更年月日

1990年 8月10日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

氏 名

株式会社日立メディコ